

광중합형 구치부 수복재료의 중합수축량과 중합수축력

박성호* · 이순영 · 조용식 · 김수선 · 이창재[#] · 김영주[#] · 이봉희[#] · 이광성[#] · 노병덕연세대학교 치과대학 보존학교실, 연세대학교 치과대학[#]

ABSTRACT

AMOUNT OF POLYMERIZATION SHRINKAGE AND SHRINKAGE STRESS IN COMPOSITES AND COMPOMERS FOR POSTERIOR RESTORATION

Sung-Ho Park*, Soon-Young Lee, Yong-Sik Cho, Su-Sun Kim,
Chang-Jae Lee[#], Young-Joo Kim[#], Bong-Hee Lee[#], Kouang-Sung Lee[#], Byung-Duk Noh*Department of Conservative Dentistry, Yonsei University**College of Dentistry, Yonsei University[#]*

The purpose of present study was to evaluate the polymerization shrinkage stress and amount of linear shrinkage of composites and compomers for posterior restoration.

For this purpose, linear polymerization shrinkage and polymerization stress were measured.

For linear polymerization shrinkage and polymerization stress measurement, custom made Linometer (R&B, Daejeon, Korea) and Stress measuring machine was used (R&B, Daejeon, Korea). Composites and compomers were evaluated: Dyract AP (Dentsply Detrey, Gumbh. German) Z100 (3M Dental Products, St. Paul, USA) Surefil (Dentsply Caulk, Milford, USA) Pyramid (Bisco, Schaumburg, USA) Synergy Compact (Coltene, Altstätten, Switzerland), Heliomolar (Vivadent/Ivoclar, Liechtenstein), and Compoglass (Vivadent Ivoclar/ Liechtenstein) were used. 15 measurements were made for each material. Linear polymerization shrinkage or polymerization stress for each material was compared with one way ANOVA with Tukey at 95% levels of confidence.

For linear shrinkage: Heliomolar, Surefil<Synergy Compact, Z100<Dyract AP<Pyramid, Compoglass F (p<0.05)

For Shrinkage stress: Heliomolar< Z100, Pyramid<Synergy Compact, Compoglass F<Dyract AP<Heliomolar HB, Surefil (p< 0.05)

Key words : Polymerization shrinkage stress, Polymerization shrinkage amount, Composite resin, Linometer, Tensiometer, Packable composite

I. 서 론

치의학 영역에 있어서 구치부의 수복을 위하여 아말감은 150여 년 간 보편적으로 이용되어온 재료이다. 아말감은 매우 저렴한 가격에 시술할 수 있으며, 비교적 쉽게 와동에 충전할 수 있는 재료로서, 물리적인 성질도 비교적 우수한, 좋은 수복재료라고 할 수 있지만 심미성이 떨어지며, 수은 중독, 환경 오염을 일으키는 문제점이 계속 제기되어 오고 있

기 때문에, 그 사용이 점점 감소하고 있는 추세이다. 국내에서는 아직까지는 아말감의 사용 빈도가 구치의 다른 지역에 비하여 많은 편이지만 경제적, 사회적인 여건이 향상되면서 구치부 수복에 있어서도 치아의 색과 같은 심미성을 요하는 치료에 대한 요구가 점점 증가하고 있는 추세이다.

구치부 수복에 있어서 아말감 대신 사용되는 수복물 중 심미적 충전물로서 가장 높은 빈도를 나타내는 것이 복합레진 및 컴포머를 이용한 충전, 레진 시멘트를 이용한 세라믹 또

※ 이 연구는 보건복지부의 보건 의료기술연구개발사업의 지원금 중 일부로 이루어 졌습니다(02-PJ1-PG3-20507-0018).

는 레진인레이 충전 등의 방법이라고 할 수 있다. 이러한 심미적인 충전물의 절대 다수를 차지하는 치과용 복합레진 및 컴포머는 중합과정에서 수축을 한다는 공통적인 특징을 가지고 있다. 그런데, 수복물의 중합수축은 직, 간접적으로 치아나 수복물에 여러 가지 임상적인 문제점을 야기할 수 있는데¹⁾, 시술 후에 환자는 통증을 호소하거나, 민감성(sensitivity)을 호소할 수 있고²⁾, 치아 교두 사이의 거리가 좁아지는 현상이 생겨서, 법랑질의 균열을 야기하기도 하며³⁾, 치아와 수복물 간의 간격이 발생하여서 결국 이차 우식이 유발되고³⁾, 또 수복물 내에 미세균열을 유발시켜서 결국 수복물의 마모를 증가시킨다고 보고되고 있다⁴⁾.

복합레진에서 발생하는 중합 수축은 체적의 1-3% 정도에서 발생하는데, 이와 같은 중합수축에 의하여 발생하는 치아에 대한 stress는 전체적인 수복물의 부피와 외동의 형태에 의하여 결정된다고 할 수 있다. 즉 복합레진이 치아 외동과 여러 면에서 결합하여 있다면, 복합레진의 중합수축에 의하여 치아는 더 큰 stress를 받게 된다는 것이다. 치아 외동에 있어서, 복합레진과 결합한 면에 대한 결합하지 않은 면의 비율을 소위 C factor라 하였다^{5,6)}. 이와 같은 치아에 발생하는 strain을 줄이기 위하여 몇 가지의 특별한 중합방법이 제시되기도 하였으나⁷⁻⁹⁾, 이와 같은 stress를 완전히 없앨 수는 없었다.

복합레진의 중합수축량을 측정하기 위하여 다양한 방법이 이용되어 왔다. 이 중 dilatometer는 비교적 정확한 복합레진의 중합 수축률을 계산할 수 있지만, 수은 등을 이용하여 부피의 변화를 측정하기 때문에 주위의 온도 변화에 대하여 지나치게 민감하게 반응하여 실제의 측정에 있어서 어려움을 나타낼 수 있다. 또한 비중을 이용하여 복합레진의 중합 수축률을 측정하는 방법은 진정한 의미에서 복합레진의 중합수축 부피를 구하는 방법이라고 할 수 있겠지만, 복합레진 자체가 물을 흡수하는 성질이 있어서, 그에 대한 영향을 배제할 수 없다. 박^{10,11)} 등은 복합레진의 중합 수축을 Linometer를 이용하여 측정하였다. 이 방법은 궁극적으로 부피의 수축 변화량을 측정하는 것이 아니고, 선형 변화량을 측정하는 것이며, 시편의 양과, 시편부와 디스크 사이의 윤활상태 등에 의하여 영향을 받지만, 재료의 중합수축량에 대한 상대적인 비교를 위해서는 매우 간편하면서도, 실용적인 방법으로서, 주위 환경에 영향을 비교적 덜 받으면서, 임상과 관련된 여러 가지 실용적인 연구들을 할 수 있는 장점이 있다.

복합레진의 중합수축에 의하여 발생하는 stress를 측정하기 위하여 Feilzer 등⁵⁾은 일정한 거리를 유지하는 금속 막대 사이에 유리판과 복합레진을 위치시킨 후, 복합레진을 중합시켜 이 때 금속 봉에 가해지는 stress를 직접 측정하는 방법을 고안하였는데, 비교적 쉽고, C factor에 의한 영향에 대한 고찰도 할 수 있어서 유용하다고 할 수 있겠다.

이번 연구를 통하여 구치부에 사용되는 복합레진과 컴포머에서 발생하는 중합 수축량과 중합 수축력을 측정하여 이 분야의 지속적인 연구를 위한 기초 data로 활용하고자 한다.

II. 실험 재료 및 방법

가. Linometer를 이용한 복합레진과 컴포머의 중합수축량의 측정

중합 수축량을 측정하기 위해 자체 제작한 linometer를 사용하여(R & B Inc., Daejeon, Korea) (Fig. 1) 복합레진과 컴포머 (Table 1)의 중합수축량을 측정하였다. 이것은 비접촉식의 displacement transducer가 알루미늄 디스크의 변위를 계측함으로써 중합수축을 측정하는 것이다. 얇은 알루미늄 디스크를 sensor위에 두고 그 상방에 glass slide를 놓는다. 알루미늄 디스크와 glass slide의 표면은 glycerine gel을 얇게 발라서 시편과의 접촉을 방지하였다. 각 재료를 1.3mm 두께와 7.0mm 지름의 Teflon mold에 위치시켜, 일정한 양을 유지할 수 있게 한 후, 알루미늄 디스크 위에 옮겨 놓고 slide glass를 이용하여 압력을 가하며 덮는다.

Glass slide 5mm 상부에 QTH unit(Curing Light XL3000, 3M dental Product, St. Paul, MN, USA)를 위치시키고, 60초 광조사 하였다. 광조사가 진행됨에 따라 복합레진 및 컴포머는 빛의 방향으로 수축을 하며, 복합레진과 함께 알루미늄디스크도 같이 이동을 하게 되는데, 디스크의 변위량을 sensor가 0.5초 간격으로 60초 동안 측정하게 되며, 측정된 data는 컴퓨터에 저장되게 된다.

각각의 재료를 QTH unit를 이용하여 15회씩 측정하였다. 재료 간의 중합 수축률을 비교하기 위하여 ANOVA 와 Dunncan's multiple range test를 이용하였다.

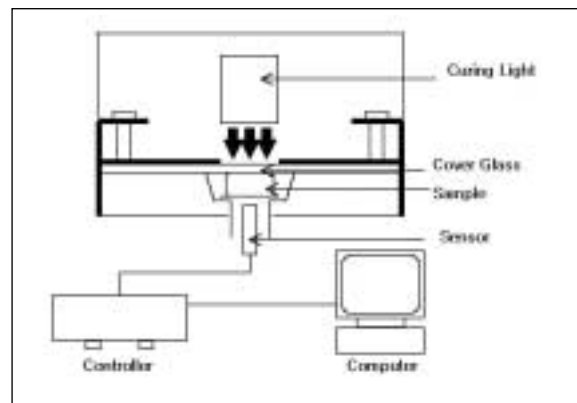


Fig. 1. Schematic diagram of custom made linometer with a sample in place

나. 복합레진과 컴포머의 중합수축력 측정

중합 수축력을 측정하기 위해 자체 제작한 기기를 사용하여(R & B Inc., Daejeon, Korea) (Fig. 2) 복합레진과 컴포머 (Table 1)의 중합수축력을 측정하였다. 이 기기는 모터에 의하여 금속봉의 상하 운동이 이루어 지고, 금속봉에 가해지는 중합수축력을 측정할 수 있도록 load cell이 부착되어 있다. 아크릭 판을 통하여 빛이 아래로부터 들어와서

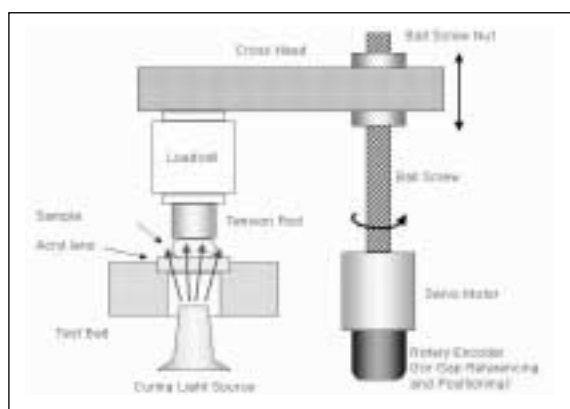


Fig. 2. Schematic drawing of the custom made polymerization shrinkage stress measuring machine with a sample in place

복합레진을 중합 시키게 되며, 기기를 위하여 개발된 software를 이용하여 모든 운동이 제어 된다. 금속봉에 일정량의 시편 (Table 1)을 위치시키고, 시편의 두께가 1mm가 되도록 금속봉의 위치를 조절한 후, 자체 개발한 소프트웨어를 이용하여 stress의 영점조절을 한다. 광조사기 (Curing Light XL3000, 3M dental Product, St. Paul, MN, USA)로 60초 동안 아크릭을 통하여 시편을 광조사시키고, 이 때 복합레진에 가해지는 stress가 0.5초마다 software에 기록되게 된다. 각각의 재료를 QTH unit를 이용하여 15회씩 측정하였다. 중합수축력은 kgf 로 기록되며 단위면적당 가해지는 측정치로 변경을 하기 위해서는 중합이 끝난 시편을 scanner에 scan하여, 그 면적을 계산하였다.

재료 간의 중합수축력을 비교하기 위하여 ANOVA와 Dunncan's multiple range test를 이용하였다.

Ⅲ. 실험결과

가. linometer를 이용한 중합수축량의 측정

중합을 시작한 지 60초 동안에 측정되는 선형 중합수축의 양을 Table 2에 정리하였고 시간에 따른 중합수축량을

Table 1. Restorative materials used in this study.

	Manufacturer	Lot. No.
Z100	3M Denatal Products, St.Paul, U.S.A.	20010925
Pyramid	Bisco , Schaumburg, U.S.A.	0100014949
Dyract AP	Dentsply Detrey GumbH, German	0207000629
Heliomolar	Ivoclar Vivadent , Liechtenstein	E54834
Heliomolar HB	Ivoclar Vivadent , Liechtenstein	E00067
Synergy Compact	Coltene, Altstatten, Switzerland	LH725
Surefil	Dentsply Caulk, Milford, U.S.A.	011211
Aliteflo	Bisco , Schaumburg, U.S.A.	0100004309
Compoglass F	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	D51379

Table 2. Shrinkage stress (kg/mm²)

Z100	Pyramid	Dyract AP	Heliomolar	Synergy Compact	Compoglass F	Surefil	Aliteflo	Heliomolar HB
0.01379	0.014147	0.01892	0.010034	0.01678	0.016912	0.021445	0.02904	0.0205

Table 3. Polymerization shrinkage & Flexural modulus of posterior composites

	Synergy Compact	Surefil	Pyramid	Heliomolar
Shrinkage(vol%)	2.6 ^a ,	2.4 ^a , 2.3 ^b , 2.1 ^c	2.4 ^c , 2.7-3.1 ^e	2.5 ^f
Elastic modulus(GPa)	6.2 ^a ,	8.1 ^a , 12.1 ^b , 11.4 ^c , 12.5 ^d	8.3 ^c , 7.9-9.3 ^e	6 ^f

a: Technical documentation, Coltene, Switzerland

b: Kerr Technical manual

c: Surefil technical update (4-9-99)

d: 3M Technical manual

e: Bisco home page

f: Ivoclar-Vivadent Report

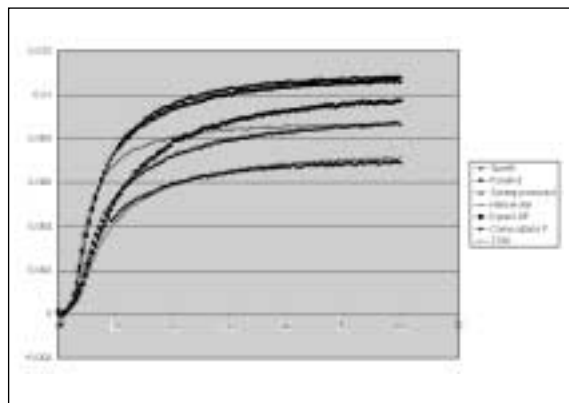
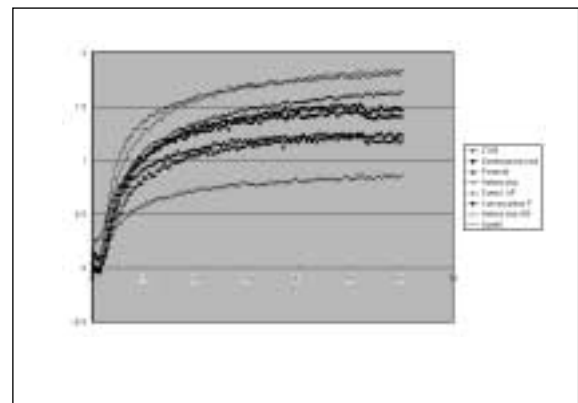
**Fig. 3.** Change of the amount of linear polymerization shrinkage versus time in tested materials.**Fig. 4.** Change in the polymerization stress versus time.

Fig. 3에 나타내었다.

중합수축량은 Heliomolar, Surefil<Synergy Compact, Z100<Dyract AP<Pyramid, Compoglass F의 순이었다 ($p<0.05$).

나. 중합수축력의 측정

중합을 시작한 지 120초 동안 측정되는 중합 수축력의 변화를 Fig. 4에 기록하였다.

중합수축의 힘은 Heliomolar< Z100, Pyramid<Synergy Compact, Compoglass F<Dyract AP<Heliomolar HB, Surefil의 순이었다 ($p<0.05$).

시편의 단면적은 평균 95.0mm^2 였으며 kgf/mm^2 로 환산한 값을 Table 2에 기록하였다.

IV. 총괄 및 고찰

이번 실험에서 Heliomolar는 중합 수축의 양이나 중합 수축력에서 다른 재료에 비하여 낮게 기록되었는데 이는 다른 논문의 결과와도 일치한다¹²⁾. Heliomolar는 가장 오랫동안 비교적 성공적으로 사용되어온 구치부 전용 복합레진이다^{13,14)}. 이러한 낮은 중합수축량과 중합 수축력 때문에 치아와의 계면에서 응력을 적게 유발 시키고, 성공적인 임상 결과도 얻을 수 있었을 것으로 사료 된다.

구치부 전용 복합 레진에는 일반적인 복합레진이나 컴포머에 비하여 많은 filler가 포함 되어 있다. 이번 실험에서 높은 filler 함량을 나타내는 제품들이 상대적으로 단량체의 함량이 적어, 낮은 중합수축력을 나타낼 것으로 예상되었지만, 구치부 전용 복합레진은, Heliomolar를 제외하고는 대조군으로 이용된 Z100에 비하여 일반적으로 높은 중합

수축력을 나타냈다. 비록 filler 자체는 중합의 과정에 관여하지 않지만, 많은 filler를 넣기 위하여는 일반적으로 낮은 분자량의 단량체를 사용하여야 적절한 조작성을 갖출 수 있다¹⁵⁾. 일반적으로 중합 수축을 하는 어떤 재료의 초기 점도(viscosity)가 낮으면 낮을수록, 단량체의 운동이 활발해져, 중합의 과정에 있어서 더 많은 단량체가 관여하게 된다. 즉 filler 함량이 어느 정도 중합 수축에 영향을 주지만, filler 함량만으로 중합수축력이 결정되는 것은 아닌 것 같다¹⁵⁾.

이번 실험을 통하여 중합수축력과 중합 수축량을 비교해보면 몇몇 재료에서 서로 다른 양상을 나타냈다. 예를 들면 Surefil의 경우 중합 수축량은 적었지만 중합수축력은 가장 높게 나타났다. 반면에 Pyramid의 경우 중합 수축량은 크지만 중합수축의 stress는 그렇게 높게 나타나지 않았다. 중합수축하는 수복재료의 탄성률의 차이가 이러한 결과에 영향을 미쳤을 가능성이 있다. 즉 높은 탄성률을 갖는 수복재료는 수복과정에서 높은 중합 수축률을 보이더라도 중합수축의 stress는 적게 발생할 수가 있다. 중합수축률과 탄성률에 관한 회사들의 보고서를 정리한 Table 3를 토대로 하여 분석하여 보면 이러한 사실이 좀 더 확실해진다. 여러 회사의 보고서를 중합하여 보면 Surefil 은 Pyramid 보다 중합수축량은 낮지만 탄성률은 높은 것을 알 수 있다.

이번 실험에 나타난 수복재료의 중합 수축량과 중합수축력이 치아의 와동 내에서 어떻게 작용할지에 관해서는 추가적인 연구가 필요할 것이다. 수복재료 자체의 점탄성(visco-elastic)에 의하여 치아 자체가 받는 중합수축력은 다르게 나타날 것이다. 즉 똑 같은 중합수축량을 나타내는 재료라면 좀 더 딱딱한 재료가 치아에 대하여 치아와의 접촉 부위에서 더 많은 stress를 유발할 가능성이 높을 것이다¹⁵⁾. 앞으로 추가적인 연구를 통하여 치아에서 발생하는 strain을 직접 측정할 수 있는 장치를 통하여 재료 자체의 수축력과 치아에서 실제로 발생하는 strain과의 관계에 대해서도 알아볼 필요성이 있다.

Feilzer 등⁵⁾은 복합레진의 중합 시 일어나는 중합 수축력을 측정할 경우에 있어서 접착면적(bonded area)과 비접착 면적(unbonded area)과의 비율을 configuration factor라고 하였다. 이를 근거로 하여 이번 실험에서 사용된 시편의 configuration factor (C factor)를 계산하면 다음과 같다.

$$C \text{ factor} = 2\pi r^2 / 2\pi rh = r/h, 5.5/1 = 5.5$$

r: 시편의 반지름, h: 시편의 높이

비교적 높은 c factor를 고려 한다면 이번 실험을 통하여 얻어진 중합 수축력의 결과는 다른 실험에 비하여 매우 낮게 기록되었다. 중합 수축력은 시편 자체의 영향 외에도 시편과 disk (이번 실험에서는 금속봉)과의 접촉상태에 영향을 받게 된다¹⁵⁾. 즉 접촉 부위가 거칠다면, 접촉면 부위에서의 단량체의 운동이 수평 운동이 제한을 받으면서, 수직적

인 힘은 더욱 강하게 작용할 것이며 따라서 중합 수축력은 더 높게 기록될 것이다. 이번 실험에서는 금속봉이나 아크릭 베이스에 특별한 처리를 하지 않고 실험을 하여 다른 실험에 비하여 낮은 결과가 나온 것으로 사료 된다. 이번 실험의 목적이 수복 재료들 간의 상대적인 수축력의 비교에 있었고 이번 실험을 통하여 이러한 목적이 충분히 이루어졌다. 또한 수복재료가 중합 수축할 때 아크릭 베이스가 약간 변형을 나타내었을 가능성도 있다. 절대적인 측정치가 낮게 나온 이유에 대해서는 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

중합수축량과 중합수축력 중 어느 것이 임상적으로 더욱 유용한 정보를 제공할 것인가에 대해서는 추가적인 연구가 필요할 것이다. 하지만 C-factor가 높은 임상적인 상황, 예를 들면, 와동의 깊이가 깊은 구치부의 1급 와동의 경우에는 중합수축력이 더욱 큰 의미를 가질 것이다. 하지만 C-factor 값이 높지 않은 상황에서나 복합레진과의 접착 강도가 법랑질에 비하여 떨어지는 상아질 변연을 갖는 5급이나 2급 와동 등에서는 재료 자체의 중합 수축량이나 상아질 접착제의 접착 강도 등이 임상적으로 더욱 유용한 정보일 수도 있다. 하지만 이에 대한 구체적인 연구는 아직 이루어진 바 없으며, 앞으로 이에 대한 연구가 필요한 실정이다.

이번 실험에 사용된 자체 제작된 linometer는 de Gee 등¹⁶⁾의 디자인을 기초로 하여 제작된 것이다. 이 방법은 결국 선 수축량을 측정하는 것이고 시편을 담는 디스크와 시편 사이에서 발생하는 응력에 의한 영향을 받을 수 있는 등의 한계를 가지고 있어서 절대적인 중합부피의 측정량을 측정하기에는 어려움이 있지만 재료 간의 상대적인 비교를 위해서는 매우 간단하고도 정확한 방법으로 평가되고 있다⁹⁾. 디스크와 시편 사이에서 발생할 수 있는 응력을 일정하게 조절하기 위하여 일정한 양의 시편을 위치시키고 시편과 디스크 사이에 일정한 양의 글리셀린 등을 도포하는 실험 상의 기법을 통하여 매우 일관성 있는 실험 결과를 얻을 수 있었다.

이번 실험에서 사용된 중합수축력 측정장치는 다른 실험에서 사용된 것과는 약간은 다른 특징을 가졌다. 중합수축력을 측정하기 위해서는 실험재료가 중합수축을 하는 동안에 실험재료의 두께가 일정하게 유지하도록 하고 이때 load cell에 기록되는 힘을 측정하는 것이다. 이 때 실험의 과정에서 시편의 두께가 일정하게 유지되게 하는 것이 중요한데, Feilzer 등⁵⁾은 특별한 displacement transducer를 이용하여 이 길이가 일정하게 유지되도록 조절하였다. 이번 실험에서는 이러한 transducer는 사용되지 않았으나, 이 길이가 미리 rotary encoder에 의하여 정밀하게 조절되어 있고 (Fig. 2), 이 실험장치에서 사용된 load cell의 허용 가능한 최대힘 (500 N)에 비하여 매우 낮은 중합 수축력을 기록된 점 등을 고려하여 보면, 중합수축의 과정에서 이 길이가 변할 수는 있지만 그 양은 매우 적을 것이고, 이번

실험과 같은 재료간의 상대적인 비교를 하는데 있어서 문제가 되었을 가능성은 매우 희박할 것이다.

V. 결 론

구치부 수복용 복합레진과 컴포머의 중합수축량과 중합수축력을 측정한 결과, 중합수축의 양은 Heliomolar, Surefil<Synergy Compact, Z100<Dyract AP<Pyramid, Compoglass F의 순이었으며 중합수축력은 Heliomolar<Z100, Pyramid<Synergy Compact, Compoglass F<Dyract AP<Heliomolar HB, Surefil의 순이었다. 중합수축량과 중합수축력을 크기 순으로 배열했을 때 일치하지 않았으며, 재료의 조성 및 탄성률 등이 영향을 미쳤을 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Baush JR, de Lange K, Davidson CR, Peters A and De Gee AJ: Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins *J Prosthet Dent*, 48:59-67, 1982.
2. Eick JD and Welch FH: Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quint Int*, 17:103-111, 1986.
3. Kemp-Scholte CM and Davidson CL: Marginal sealing of curing contraction gaps in class V composite resin restorations. *J Dent Res* 67:841-845, 1988.
4. Roberts JC, Powers JM and Craig RG: Fracture toughness of composite and unfilled restorative resins. *J Dent Res*. 56:748, 1977.
5. Feilzer AJ, De Gee AJ and Davidson CL: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66:1636-1639, 1987.
6. Feilzer AJ, De Gee AJ and Davidson CL: Increased wall to wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res* 68:50-58, 1989.
7. Hansen EK: Effect of cavity depth and application technique on marginal adaptation of resins in dentin cavities. *J Dent Res*, 65:1319-1321, 1986.
8. Krejci I, Sperr D and Lutz F: A three sided light curing technique for conventional Class II composite restorations. *Quintessence Int*, 18:125b-131, 1987.
9. Lutz F, Krejci I and Barbakow F: The importance of proximal curing in posterior composite resin restorations. *Quintessence Int* 23:605-609, 1992.
10. Park SH, Krejci I and Lutz F: A comparison of microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent* 27:30-37, 2002.
11. Park SH, Krejci I and Lutz F: Consistency in the amount of linear polymerization shrinkage in syringe type composite. *Dent Mater* 442-446, 1999.
12. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL and Condon JR: Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light activation. *Dental Mater* 18: 436-444, 2002.
13. Christensen GJ : Tooth colored Posterior restoration. *Oper Dent* 22:146-148, 1997.
14. Mazer RB and Leinfelder KF: Evaluating a microfill posterior composite resin: a five-year study. *J Am Dent Assoc* 123:32-38, 1992.
15. Davidson CL and Feilzer AJ: Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives *J Dent* 435-440, 1997.
16. de Gee AJ, Feilzer AJ and Davidson CL: True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater* 9:11-14, 1993.

박 성 호

연세대학교 치과대학 보존학교실

서울시 서대문구 신촌동 134

Tel : 02)361-8701~2 Fax: 02)313-7575

E-mail : sunghopark@yumc.yonsei.ac.kr